



**3 VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
ARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)**

(51) Internationale Patentklassifikation 5 : A61F 2/36 A1 (11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 94/08534
(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 28. April 1994 (28.04.94)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP93/02804

Veröffentlicht

(22) Internationales Anmeldedatum: 12. Oktober 1993 (12.10.93)

Veröffentlicht

(30) Prioritätsdaten: P 42 34 351.8 12. Oktober 1992 (12.10.92) DE

Veröffentlicht
*Mit internationalem Recherchenbericht.
Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.*

(71)(72) **Anmelder und Erfinder:** DRAENERT, Klaus [DE/DE];
Gabriel-Max-Strasse 3, D-81545 München (DE).

(74) **Anwalt:** VOSSIUS & PARTNER; Siebertstrasse 4, D-81675 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

(54) Title: PIN OF A FEMUR COMPONENT OF A HIP-JOINT ENDOPROSTHESIS

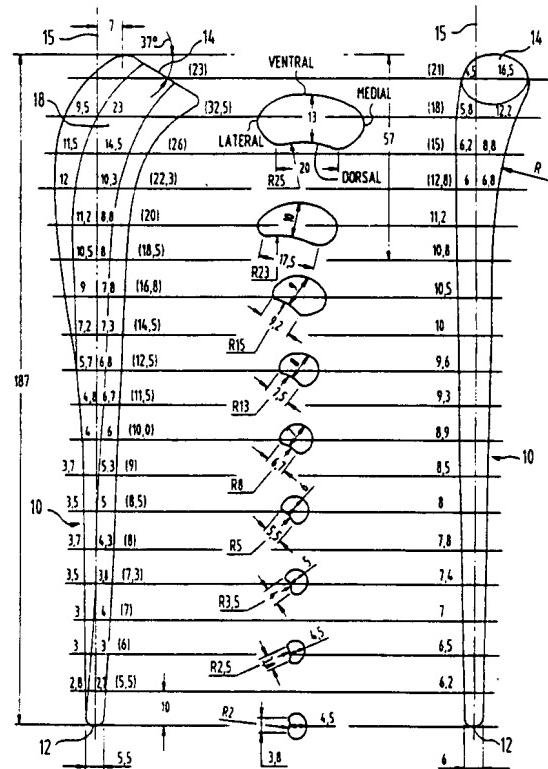
(54) Bezeichnung: STIEL EINER FEMURKOMPONENTE EINER HÜFTGELENKSENDOPROTHESE

(57) Abstract

The invention pertains to a femur pin (10) of a hip-joint endoprosthesis. The cross section of the femur pin twists from proximal to distal in such a way that the transverse-oval cross section in the proximal region turns to a sagittal-oval cross section in the distal region. The femur pins as per the invention can be easily introduced into the medullary canal and is optimally adapted to the shape of the medullary canal.

(57) Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft einen Femurstiel (10) einer Hüftgelenkendoprothese. Der Querschnitt des Femurstiels verwringt sich von proximal nach distal in der Weise, daß der im proximalen Bereich quer-ovale Querschnitt sich nach distal derart dreht, daß der Querschnitt im distalen Bereich sagittal-oval ist. Der erfindungsgemäße Femurstiel läßt sich leicht in den Markkanal einführen und ist optimal an die Form des Markkanals angepaßt.



LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	FI	Finnland	MR	Mauritanien
AU	Australien	FR	Frankreich	MW	Malawi
BB	Barbados	GA	Gabon	NE	Niger
BE	Belgien	GB	Vereinigtes Königreich	NL	Niederlande
BF	Burkina Faso	GN	Guinea	NO	Norwegen
BG	Bulgarien	GR	Griechenland	NZ	Neuseeland
BJ	Benin	HU	Ungarn	PL	Polen
BR	Brasilien	IE	Irland	PT	Portugal
BY	Belarus	IT	Italien	RO	Rumänien
CA	Kanada	JP	Japan	RU	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SD	Sudan
CG	Kongo	KR	Republik Korea	SE	Schweden
CH	Schweiz	KZ	Kasachstan	SI	Slowenien
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SK	Slowakischen Republik
CM	Kamerun	LK	Sri Lanka	SN	Senegal
CN	China	LU	Luxemburg	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LV	Lettland	TC	Togo
CZ	Tschechischen Republik	MC	Monaco	UA	Ukraine
DE	Deutschland	MG	Madagaskar	US	Vereinigte Staaten von Amerika
DK	Dänemark	ML	Mali	UZ	Usbekistan
ES	Spanien	MN	Mongolei	VN	Vietnam

Stiel einer Femurkomponente einer Hüftgelenksendoprothese

Die Erfindung betrifft einen Stiel oder Schaft einer Femurkomponente einer Hüftgelenksprothese, die zementfrei oder mit Knochenzement eingesetzt werden kann, sowie eine einen derartigen Stiel aufweisende Femurkomponente.

In der Orthopädie und Chirurgie des Bewegungsapparates sind die Gelenkersatzoperationen heute nicht mehr wegzudenken. Gleichwohl sind die Ergebnisse dieser Operationen sehr unterschiedlich, sowie im Hinblick darauf, ob die Prothesenkomponente zementfrei oder mit Zement eingesetzt wird, als auch im Hinblick auf die einzelnen Kliniken.

Die einzelnen Ergebnisse sind oft wenig vergleichbar und auch an ein und derselben Klinik sehr oft wenig reproduzierbar. Dies hat schließlich dazu geführt, daß eine ganze Reihe von Prothesenkomponenten entwickelt wurden, was am Beispiel des Hüftgelenkes und hierbei am Beispiel der Femurkomponente solche Ausmaße angenommen hat, daß es heute bereits über 400 verschiedene Versionen derartiger Komponenten auf dem Markt gibt.

Eine der Hauptgründe für diese große Zahl an verschiedenen Prothesendesigns ist die große Varianz in der Morphologie individueller Knochen und auch die große Varianz in den Eigenschaften dieser einzelnen Knochen. Die Varianz der normalen Anatomie und Physiologie wird noch erweitert durch das breite Spektrum der pathologischen Veränderungen an den Knochen, die letztlich auch zum Verschleiß des Gelenkes geführt

haben, soweit nicht ein Unfall die Ursache der Zerstörung des Gelenkes ist.

Aufgrund vieler ungelöster Probleme in Hinsicht auf die Anpassung an die Natur des Knochens gibt es heute Krankheitsbilder, die als "Prothesenkrankheit" zusammengefaßt sind. Eine der Hauptursachen hierfür liegt jedoch darin, daß es bislang nicht gelungen ist, eine Standardprothese zu entwickeln, die sich optimal einer möglichst großen Zahl von physiologischen Formen des proximalen Femurendes anpaßt, ohne daß hier sehr viel Knochen entfernt werden muß, wenn das knöcherne Bett der Prothese angepaßt wird.

So gibt es verschiedene Versuche, wie beispielsweise in der EP-A-0 038 908 und in der US-A-4 435 854, in denen dargelegt wird, wie man sich der Markhöhle des Knochens anatomisch adaptieren und physiologische Krümmungen anstreben kann.

Versuche mit natürlichen Femora haben jedoch gezeigt, daß diese physiologischen Krümmungen nicht auf dem physiologischen Wege in die Markhöhle eingebracht werden können, ohne daß es zunächst zu einer Behinderung bei der Einführung der Femurkomponente kommt, d.h. es gelingt nicht, die anatomisch adaptierte Form ohne entsprechende Aufbereitung des Zugangsweges oder Implantationsweges in den Knochen einzuführen.

Der Erfindung liegt somit die Aufgabe zugrunde, eine Femurkomponente einer Hüftgelenksprothese bereitzustellen, die optimal an die Markhöhle des Knochens angepaßt, insbesondere im implantierten Zustand optimal zentriert ist, und die leicht in die Markhöhle des Knochens einführbar ist.

Bei den im Rahmen der Erfindung durchgeföhrten systematischen Untersuchungen zur Lösung des genannten Problems wurde gefunden, daß bisher ein wesentliches Kriterium bei der Entwicklung der Prothesenschäfte übersehen worden war. Bei den Untersuchungen wurde eine Torquierung bzw. Verwringung des

Knochens aufgrund der außen am Knochen ansetzenden, sehr starken Muskelkräfte festgestellt. Diese wissenschaftliche Erkenntnis liegt der Erfindung zugrunde, durch die das Problem der Einpassung der Femurkomponente in den Knochen auf überraschende Weise sehr einfach und preiswert zu lösen ist.

Zur Lösung der vorstehenden Aufgabe geht die Erfindung zunächst von dem Grundgedanken aus, daß der Markkanal sich in derselben Weise verwringt wie das zylindrische Rohr des Knochens und somit auch die sich im Innern des Markkanals befindlichen Knochenstrukturen, nämlich die Fachwerke der Spongiosabälkchen. So wurde erfindungsgemäß gefunden, daß das Markrohr des proximalen Femur eindeutig durch eine Achse definiert werden kann, und daß diese Achse auch die ideale Konstruktionsachse für die Prothese selbst und für den Zugangsweg der Prothese, d.h. den Operationsweg, darstellt. Es wurde außerdem gefunden, daß der Schenkelhals dreidimensional schräg in das Femurmarkrohr einmündet und daß seine Strukturen sich im Innern des Knochens im Markrohr des Femurschaftzylinders wiederfinden und dadurch Kompartimente im Querschnitt des proximalen Femurknochens bestimmen.

Die Querschnitte sowohl des Markkanals als auch des Schaftzylinders entsprechen im proximalen Teil, d.h. in der Höhe der Einmündung des Schenkelhalses, einem Queroval bzw. einer Ellipse mit der längeren Achse in medial-lateraler Richtung. Im Bereich der Muskelursprünge am kleinen Trochanter gehen die Querschnitte dann in eine mehr rechteckige Konfiguration über, welche im gesamten proximalen Bereich der Metaphyse beibehalten wird, bis zum Übergang der Diaphyse, als welche das eigentliche zylindrische Schaftröhr des Femur bezeichnet wird. Es wurde gefunden, daß dieses im Beginn, d.h. proximal, im Querschnitt eher einem Queroval gleicht und sich dann langsam über die Abschnitte der proximalen Femurhälfte bis zu dem Bereich, in dem im implantierten Zustand die Prothesenspitze angeordnet ist, in ein Sagittaloval bzw. eine

Ellipse mit der längeren Achse in ventral-dorsaler Richtung einstellt. Aus der dreidimensionalen Rekonstruktion dieser Abschnitte konnte eine Verwringung des Markkanals ermittelt werden. Erfindungsgemäß wird die Form des Femurschafts optimal an diese Form des Markkanals angepaßt. Der Querschnitt des erfindungsgemäßen Femurstiels ist in einer Ausführungsform im proximalen Bereich quer-oval und "dreht" sich nach distal derart, daß er im distalen Bereich sagittal-oval ist.

Die Morphologie des Femur, welche in der Arbeit von Noble, "The anatomic basis of femoral component design", Clin. Orthop. Rel. Res. 235 (1988), 148-165, erarbeitet worden war, ließ erkennen, daß im axialen Strahlengang im Röntgenbild das Femur eine S-förmige Schwingung aufweist, derart, daß proximal der Krümmungsmittelpunkt des Schwingungsradius vor dem Femur, d.h. ventral, und distal der Krümmungsmittelpunkt dorsal des Femur zu liegen kommt. Um eine Prothese optimal im Femurmarkkanal zu konzentrieren, wäre demnach eine Anpassung an diese S-förmige Schwingung wünschenswert.

Die exakte Analyse im Rahmen der vorliegenden Erfindung ließ jedoch überraschenderweise erkennen, daß vor allem in demjenigen Bereich, in dem hauptsächlich Kraft zwischen dem Knochen und der Prothese übertragen wird, d.h. auf der Dorsalseite des Femurmarkkanals sowie medial und antero-medial, die dorsale Wand geradlinig verläuft und in der Weise definiert werden kann, daß die Rückwand des Schenkelhalses, welche als Isthmus-colli auf dem seitlichen Röntgenbild des Femur augenscheinlich wird, und die Rückwand des Femurmarkkanals eine Ebene bilden, zu der parallel die Implantationsachse definiert werden muß. Auf diese Weise ist ein geradliniger Zugang zur Markhöhle definiert, der auch im Design des erfindungsgemäßen Prothesenstieles seinen Niederschlag findet.

Die Erfindung beruht auf der Erkenntnis, daß ein der Markhöhle angepaßter Körper, beispielsweise der Femurstiel einer

Hüftgelenksendoprothese, in sich in derselben Weise wie der Markkanal bzw. der Knochen verwrungen bzw. torquiert sein muß, damit er ohne anzustoßen entlang der Implantationsachse eingeführt werden kann. Diese Verwringung oder Verzierung erfolgt bei einem linken Stiel vorzugsweise von distal nach proximal im Gegenuhrzeigersinn, bei einem rechten Stiel im Uhrzeigersinn. Es hat sich gezeigt, daß ein zunächst S-förmig geschwungener Schaft, nachdem er gerade gerichtet ist, weiter in den Femurmarkkanal einsinkt als der ursprünglich S-förmig adaptierte Schaft, der ansonsten ähnlich ausgeführt ist. Ein geradlinig ausgeführter, aber in sich verwrungener Schaft kann, im Gegensatz zum ansonsten identischen S-förmigen Schaft, vollständig in den Markkanal eingeführt werden, ohne daß weiterer Knochen entfernt werden muß. Für das Design der erfindungsgemäßen Prothese wird hieraus abgeleitet, daß diese auf der Dorsalseite vorzugsweise geradlinig konstruiert werden muß und/oder daß der Prothesenkörper in sich von proximal nach distal verwrungen werden muß, und zwar um etwa 15 bis 195°, vorzugsweise um etwa 45 bis 135°, besonders bevorzugt um etwa 90°, bezogen auf den proximalen Abschnitt des Femur, in den die Femurkomponente implantiert wird. Die Torsion erstreckt sich also beispielsweise über die proximalen 21 cm des Femur. Auch geringere Verwringungen erleichtern schon ganz wesentlich das Einführen der Prothese. Darüber hinaus wird auf diese Weise erreicht, daß sich das Kopfzentrum im Sinne einer Anteversion des Femur anatomisch einstellt.

Der erfindungsgemäße Femurstiel weist vorzugsweise über seine gesamte Länge, in jedem Fall in seinem proximalen Bereich eine konkave Ausnehmung oder Rinne oder eine Abflachung auf, die sich schrauben- oder wendelförmig in Längsrichtung des Femurstiels erstreckt. Im proximalen Bereich des Schafts befindet sich die Ausnehmung, Rinne oder Abflachung (nachstehend zusammenfassend als "Ausnehmung" bezeichnet) auf der dorsalen Seite des Schafts und dreht sich in Distalrichtung wendelförmig zur lateralen Seite des Schafts.

Durch diese Ausnehmung kann ebenfalls eine Verwringung des Femurschafts definiert werden.

Die Erfindung beruht ferner auf der Erkenntnis, daß sich die Vorderwand des Prothesenstiels - im axialen, seitlichen Strahlengang des Röntgenbildes gesehen - dem Verlauf des Schenkelhalses anpassen muß, in dem Sinne, daß die Fläche der Vorderwand gekrümmt zu fertigen ist. Der Krümmungsmittelpunkt liegt dabei vor dem Femur, d.h. ventral, und die Krümmung weist Radien zwischen etwa 60 und 180 mm, vorzugsweise zwischen 80 und 150 mm, besonders bevorzugt 120 bis 130 mm, auf. Besonders vorteilhaft ist ein parabelförmiger Verlauf der Krümmung von distal nach proximal, so daß sich der Krümmungsradius in dieser Projektion nach proximal kontinuierlich verringert.

In Ansicht von ventral bzw. von dorsal, d.h. im anterio-posterioren Strahlengang ist der Schaft an seiner medialen Seite gekrümmt, und hierbei liegt der Krümmungsmittelpunkt medial vom Femur, und die Krümmung weist Radien zwischen etwa 15 und 85 mm, vorzugsweise zwischen 25 und 55 mm, auf. Auch hier verläuft die Krümmung vorzugsweise parabelförmig derart, daß der Krümmungsradius von distal nach proximal abnimmt. Vorzugsweise zeigen Krümmungsradien von etwa 36 bis 40 mm optimale Anpassungen an die Kraftübertragungsebene, innerhalb derer das Rotationszentrum beschrieben ist, wie in der PCT/EP 92/01925 dargestellt.

Bei den der Erfindung zugrunde liegenden Untersuchungen konnte vor allem beim Treppensteigen und beim Aufstehen aus der sitzenden Position aufgrund der histologischen Befunde eine sehr starke Retrotorsionskomponente nachgewiesen werden. Die kraftübertragenden Oberflächen wurden eingehend analysiert. Aus dieser Analyse ergibt sich eine Oberflächen-gestaltung des Prothesenstieles, die sich auf der Dorsalseite von der Gestaltung der Ventraleite unterscheidet. Auf der Dorsalseite ist die Oberfläche nicht nur axial gerad-

linig, sondern außerdem im Querschnitt konkav gestaltet. Auf der Ventralseite ist die Oberfläche im Querschnitt konvex ausgebildet. Die kraftübertragenden Oberflächen befinden sich vor allem im proximalen Bereich der Prothese. Es konnte gezeigt werden, daß sich durch die genannte Oberflächengestaltung beim Design der Prothese in überraschender Weise bei einer zementierten Komponente eine gleichmäßige Zementschichtdicke um den Prothesenumfang herum ergibt. Bei einer zementfreien Komponente führt die erfindungsgemäße Oberflächengestaltung des Prothesenstiels zu einer sehr viel größeren Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen. Ferner muß beim erfindungsgemäßen Design der Prothesoberfläche nur sehr wenig Knochen vor der Implantation entfernt werden, beispielsweise mit einer Diamanthohlschleife gemäß DE-A-32 02 193, um den Prothesenstiel verankern zu können. Dies bedeutet für den Patienten, daß nur sehr wenig eigene Knochensubstanz geopfert werden muß und daß diese darüber hinaus, bei Verwendung von Diamanthohlschleifen, auch wieder für Knochentransplantate zur Verfügung steht. Da der Schenkelhalskopf bei einer Schaftimplantation abgesetzt wird, der Rest des Schenkelhalses mit seiner sehr kompakten dorsalen Wand vom Prothesenstiel durchbrochen werden muß, muß bei allen geraden Stielen, die nicht torquiert sind, diese dorsale Wand entfernt werden; dagegen hat sich gezeigt, daß bei der Implantation des erfindungsgemäßen verwrunzten Stiels, der auf seiner dorsalen Seite konkav ist, die dorsale Wand intakt bleibt.

Aus den Querschnitten des proximalen Femur ergibt sich auch eine knaufförmige Auftreibung des proximalen erfindungsgemäßen Prothesenstieles, welche bislang bei den herkömmlichen Prothesen nicht beobachtet werden konnte. In Begriffen der Masse der Prothese gesprochen kann auf diese Weise erreicht werden, daß ein Großteil der Masse proximal und medial konzentriert werden kann und die Prothese nach distal schlanker als herkömmliche Prothesen auslaufen kann. Bei allen Versuchen, derartige erfindungsgemäße Prothesen in den Knochen zu

implantieren, ergab sich überraschenderweise praktisch von selbst eine exakte Plazierung des Schaftes in der Mitte des Markkanals, und zwar auch ohne "centralizer". Dadurch, daß bei der erfindungsgemäßen Prothese Implantationsachse und Konstruktionsachse der Prothese zusammenfallen, ermöglicht ein Einschlagloch an der proximalen Austrittsstelle der Konstruktionsachse am Stiel ein reproduzierbares Einsetzen der Prothese.

Der erfindungsgemäße Femurstiel kann auch, insbesondere im proximalen Bereich, derart ausgebildet sein, daß sein Querschnitt U-Form (U-Shape) aufweist, wobei die U-Form nach lateral offen ist und mit ihrer im Medialbereich konvexen Krümmung breit aufliegt. Im weiteren Verlauf nach distal kann der Femurstiel, horizontal gesehen, einen quer-ovalen bis rechteckigen Querschnitt mit deutlich abgerundeten Kanten aufweisen.

Beim erfindungsgemäßen Femurstiel beträgt der Winkel zwischen der Achse des Stiels (Einschlagachse) und der Schenkelhalsachse, d.h. einer Achse senkrecht zum Querschnitt des Femurstiels an seinem proximalen Ende in der Abbildung am anterio-posterioren Strahlengang, d.h. Ansicht von ventral oder dorsal, in der Regel etwa 126 bis 144°, vorzugsweise etwa 132 bis 140°, besonders bevorzugt etwa 135°. In der Seitenansicht von medial oder lateral (axialer Strahlengang) ist ebenfalls ein Winkel zwischen der Achse des Stiels (Einschlagachse) und der Schenkelhalsachse, die senkrecht auf dem Querschnitt des Femurstiels an seinem proximalen Ende steht, ausgebildet. Dieser Winkel (Antetorsion) beträgt im allgemeinen etwa 0 bis 12°, vorzugsweise etwa 5 bis 10°, besonders bevorzugt etwa 8 bis 9°.

Im einzelnen wird bei der Implantation der erfindungsgemäßen Femurkomponente folgendermaßen vorgegangen:

Zunächst wird das Hüftgelenk in der üblichen Weise über einen lateralen Zugang freigelegt und die Kapsel eröffnet und entfernt. Anschließend wird das Femur mit Hilfe eines starken Luxationslöffels in *toto luxiert* und außenrotiert. In dieser Position kann in Verlängerung der präoperativ geplanten Implantationsachse an der medialen Zirkumferenz des großen Trochanter, leicht dorsal seiner medianen Ebene, die Markhöhle mit einer Diamanthohlschleife eröffnet werden, so daß der Implantationsweg in ganzer Länge freiliegt. Der dabei mit einem Extraktor herausgenommene, aus Kompakta und Spongiosa bestehende Knochenzylinder weist typischerweise eine Länge von nur 8 bis 9 cm auf, wenn bereits die freie Markhöhle erreicht ist. Der Implantationskanal wird daraufhin mit einem zylinderförmigen Führungsinstrument bestückt. Über das Führungsinstrument wird eine Sägeschablone aufgesteckt, die den Weg exakt in der Resektionsebene für die oszillierende Säge freigibt. Damit wird im nächsten Schritt der krankhaft veränderte Hüftkopf abgesetzt, das Führungsinstrument wieder herausgenommen und eine Bohrführung für die Diamanthohlschleife eingesetzt. Entlang dieser kann paßgenau für den ausgewählten Stiel der Prothese mit zylinderförmigen Fräslösungen das Spongiosamassiv am Schenkelhals sparsam erweitert werden. Das Calcar femoris wird auf diese Weise erhalten. Als Calcar femoris gilt der Anteil des Schenkelhalses, der in das freie Markrohr des Diaphysenschaftes einstrahlt und als kompakte Struktur im Querschnitt in Höhe des Schenkelhalses noch angetroffen wird, und der den Markraum in ein ventrales und ein dorsales Kompartiment unterteilt. Der Implantationsweg führt durch das ventrale Kompartiment des Markraumes. Es wird nun erneut ein Führungsinstrument in den Eröffnungskanal eingesetzt, und in der präoperativ vorbestimmten Höhe, beispielsweise zwischen 17 und 21 cm distal der Resektionsfläche, eine äußere Bohrführung an das Femur aufgesteckt. Hier wird antero-lateral ein Bohrloch mit 4,5 mm Durchmesser gesetzt und eine Drainagekanüle mit selbstschneidendem Gewinde eingeschraubt, wie in EP-A-305 417 beschrieben. Anschließend wird der Führungsstab

herausgenommen, die Markhöhle ausgespült und abgesaugt. Danach wird im Trochantermassiv in Richtung auf die Linea aspera eine zweite Drainagekanüle eingeschraubt und der Knochenzement durch Vakuummischen angemischt. Während des Mischens des Knochenzements durch einen Assistenten wird eine Probeprothese des ausgewählten Types eingesetzt, kontrolliert, anschließend wieder herausgenommen, ein Siegel zur Abdichtung auf das Femur aufgesetzt, die Vakuumpumpe eingeschaltet und der fertig vorkompromierte Knochenzement mit Hilfe einer Zementpresse oder Zementspritze unter Vakuum in das knöcherne Bett eingesaugt. Dabei wird zunächst distal gesaugt und danach proximal die Saugdrainage geöffnet. Im selben Zuge wird der Prothesenschaft vorsichtig in der Implantationsachse eingeführt und langsam, entsprechend der Viskosität des Knochenzementes, plaziert. Nach Aushärten des Knochenzementes wird auch das Vakuum abgestellt und überstehende Zementreste entfernt. Nach Aufsetzen eines Kugelkopfes wird die Femurkomponente mit dem Oberschenkelknochen reponiert, wobei sowohl im Bereich der Pfanne als auch im Bereich des Femur wieder Vakuum appliziert wird.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Figuren näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1A eine Ansicht eines erfindungsgemäßen Femurstiels von dorsal,

Figur 1B mehrere Querschnitte des Femurstiels von Figur 1A an verschiedenen Positionen in Axialrichtung,

Figur 1C eine Ansicht des Femurstiels von Figur 1A von medial,

Figur 2 eine Ansicht einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Femurstiels (Linksprothese) von dorsal,

Figur 3 eine Ansicht derselben Ausführungsform von medial,

Figuren 4A, 4B und 4C eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Femurstiels (Linksprothese) in CAD-Darstellung von vorne (Strahlengang anterio-posterior), von lateral (axialer Strahlengang) und in Draufsicht,

Figur 5 eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Femurstiels im Schnitt (Strahlengang anterior-posterior, Ansicht von vorne),

Figur 6 eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Femurstiels mit aufgesetztem Kugelkopf im Schnitt (axialer Strahlengang, Ansicht von lateral),

Figur 7 eine Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Femurstiels mit konischem Hals im Schnitt (axialer Strahlengang, Ansicht von medial), und

Figur 8 einen Schnitt eines erfindungsgemäßen Femurstiels (Strahlengang anterio-posterior, Ansicht von vorne).

Die Figuren zeigen Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Femurstiel etwa im Maßstab 1:1. Sämtliche Maße in Figur 1 sind in mm, falls nicht anders angegeben.

Figur 1A zeigt den Femurstiel 10 mit einer Prothesenspitze 12 und einem Halsansatz 14 sowie einer Konstruktionsachse

15. Außerdem ist in Figur 1A eine konkave Ausnehmung 18 sichtbar, die im proximalen Bereich auf der dorsalen Fläche angeordnet ist und sich nach distal kontinuierlich wendelförmig nach lateral hin verdreht bzw. verwringt.

Die auf der rechten Seite von Figur 1A in Klammern angegebenen Zahlen bedeuten die Gesamtbreite des Femurstiels im Schnitt in der jeweiligen Axialposition, die anderen Zahlen der jeweiligen Reihe bedeuten den Anteil lateral bzw. medial von der Achse 15. Diese Daten sind gute Anhaltspunkte für die Massenverteilung der Prothese lateral bzw. medial von der Achse.

Aus Figur 1A ist weiter entnehmbar, daß die Gesamtlänge des Femurstiels etwa 187 mm, der Durchmesser im distalen Bereich etwa 5,5 mm, der seitliche Abstand zwischen der Achse 15 und dem proximal höchsten Punkt des Stiels etwa 7 mm und der Winkel zwischen der Achse 15 und der Schenkelhalsachse, d.h. zwischen der Achse 15 und der proximalen Endfläche des Femurstiels, etwa 37° beträgt.

Figur 1B zeigt die Schaftquerschnitte in verschiedenen Axialpositionen. Dabei ist deutlich erkennbar, daß der Querschnitt im proximalen Bereich im wesentlichen quer-oval bzw. elliptisch mit langer Achse in medial-lateraler Richtung ist, und eine konkave Ausnehmung auf der dorsalen Fläche aufweist. Zum distalen Ende hin wird der Querschnitt kleiner und "dreht" sich kontinuierlich, so daß am distalen Ende die lange Achse des elliptischen Querschnitts sich von ventral nach dorsal erstreckt und der Querschnitt des implantierten Schafts sagittal-oval ausgebildet ist. Die konkave Ausnehmung dreht sich dabei ebenfalls von dorsal nach lateral. Die Breite sowie der Radius der konkaven Ausnehmung nehmen dabei ebenfalls kontinuierlich von proximal nach distal ab, wobei die Breite der Ausnehmung im proximalen Bereich etwa 20 mm und im distalen Bereich etwa 3,8 mm beträgt und der Radius im Zentrum der Ausnehmung von etwa 25 mm im proximalen Be-

reich auf etwa 2 mm im distalen Bereich abnimmt. Der Übergang zwischen der Ausnehmung und der verbleibenden Wand des Prothesenstiels ist jeweils abgerundet, wobei in Figur 1B die Rundungsradien eingezeichnet sind. In Figur 1B ist ferner der kleinste Durchmesser des Prothesenquerschnitts, jeweils etwa vom Zentrum der Ausnehmung aus gemessen, eingezeichnet, der von etwa 13 mm im proximalen Bereich auf etwa 4,5 mm im distalen Bereich abnimmt.

Im Schnittbild gemäß Figur 1C (Ansicht von medial) zeigen die Zahlen auf der linken Seite ebenfalls die gesamte Breite des Querschnitts in der jeweiligen Axialposition, die weiteren Zahlenreihen im proximalen Bereich geben die Verteilung des Querschnitts dorsal (links in Fig. 1C) bzw. ventral von der Achse 15 an. Hieraus ist ersichtlich, daß im proximalen Bereich der Massenschwerpunkt des Schafts ventral der Achse des Schafts liegt und eine Krümmung derart ausgebildet ist, daß der Krümmungsmittelpunkt ventral (vorne) liegt. Dies ist in Figur 1C durch den Krümmungsradius "R" angedeutet. Wie aus Figur 1B entnehmbar, erstreckt sich die Krümmung über etwa 57 mm vom proximalen Ende des Femurstiels.

Figur 2 zeigt die Ansicht einer erfindungsgemäßen Prothese 10 von dorsal. Die Prothese weist einen konischen Hals 16 zum Aufsatz verschiedener Kugelköpfe auf. In Figur 2 ist die konische Ausnehmung oder Rinne 18 deutlich erkennbar, die im proximalen Bereich auf der dorsalen Fläche verläuft und sich nach distal hin kontinuierlich zur lateralen Seite hin dreht oder "verwringt". Ähnlich wie aus den Querschnitten gemäß Figur 1B ersichtlich, dreht sich die Rinne 18 von proximal nach distal insgesamt über einen Winkel von etwa 90°.

Figur 3 zeigt einen Femurstiel 10 mit Hals 16 und festem Kopf 20 (Standardprothese) in der Ansicht von medial (Linksprothese). Der Femurstiel von Figur 3 entspricht dem Femurstiel gemäß Figur 2. Die Rinne 18 ist im proximalen Bereich auf der dorsalen Seite des Femurstiels erkennbar und

dreht sich in Distalrichtung nach lateral, d.h. in die Zeichenebene hinein.

Figur 4A zeigt einen erfindungsgemäßen Prothesenstiel 10 mit Hals 16 (Linksprothese) im Strahlengang anterio-posterior in CAD-Darstellung. Der Hals 16 ist in Richtung der Schenkelhalsachse 19 ausgerichtet. Bei der dargestellten Prothese beträgt der Winkel zwischen der Achse 15 (Einschlagachse der Prothese) und der Schenkelhalsachse 19, die sich senkrecht zur proximalen Querschnittsfläche des Stiels 10 erstreckt, etwa 45°.

In der Darstellung der Prothese im axialen Strahlengang gemäß Figur 4B ist ferner entnehmbar, daß der Winkel zwischen der Achse 15 und der Schenkelhalsachse 22 in dieser Darstellung aufgrund der Krümmung des Prothesenstiels im proximalen Bereich nach ventral etwa 9° beträgt.

In der schematischen Draufsicht der Prothese in Schnittdarstellung gemäß 4C sind mehrere Prothesenquerschnitte eingezeichnet, aus denen ebenfalls die Verwringung des Stielquerschnitts von proximal nach distal erkennbar ist. In Figur 4C ist ebenfalls die Schenkelhalsachse 19 eingezeichnet, sowie die Einschlagachse 15' angedeutet.

Figur 5 zeigt einen erfindungsgemäßen Femurstiel 10 mit konischem Hals 16 im Strahlengang anterio-posterior (Schnittansicht von vorne, Linksprothese) in implantiertem Zustand. Die Achse 15 entspricht der Medianachse des Femur bzw. der Implantationsachse. Außerdem ist in Figur 5 eine Linie 17 erkennbar, entlang der gegebenenfalls der Kopfteil verschiebbar ist, wie z.B. in der PCT/EP 92/01925 beschrieben.

Figur 6 zeigt in implantiertem Zustand einen erfindungsgemäßen Femurstiel 10 mit Kopf 20 in der Ansicht von lateral (axialer Strahlengang). In Figur 6 ist neben der Achse 15,

die der Konstruktionsachse der Prothese bzw. der Implantationsachse und der Medianachse des Femur entspricht, auch eine Tangente 32 eingezeichnet, die im axialen Strahlengang an die dorsale Wand des Schenkelhalses und die dorsale Wand des Femurmarkkanals angelegt wird. Die Achse 15 und die Tangente 32 verlaufen im wesentlichen parallel, die Abweichung sollte nicht mehr als $\pm 5\%$, vorzugsweise nicht mehr als $\pm 3\%$ betragen. Mit 34 ist in Fig. 6 der Isthmus, d.h. die engste Stelle des Markkanals, gekennzeichnet.

Figur 7 zeigt in ähnlicher Weise wie Figur 6 einen erfundungsgemäßen Femurstiel 10 mit konischem Hals 16 im axialen Strahlengang (Ansicht von medial). Aus Figur 7 ist insbesondere der gerade Verlauf der Dorsalfläche 30 des Stiels im proximalen Bereich und die Krümmung der Ventralfäche 36 im proximalen Bereich entnehmbar. An die Ventralfäche sind beispielhaft mehrere Krümmungsradien angelegt, die vorzugsweise zwischen 80 und 150 mm betragen. Der Krümmungsmittelpunkt liegt dabei ventral. Die Krümmung im proximalen Bereich verläuft parabelförmig, und der Krümmungsradius verkleinert sich im wesentlichen kontinuierlich von distal nach proximal.

Figur 8 zeigt in ähnlicher Ansicht wie Figur 5 einen erfundungsgemäßen Femurstiel 10 mit Hals 16 und festem Kopf 20 (Standardprothese). Mit 40 ist das Rotationszentrum bezeichnet. Aus Figur 8 ist ersichtlich, daß die Prothese zentral im Femurmarkkanal verankert ist. Aus Figur 8 ist auch die Krümmung des Schafts im proximalen Bereich auf der medialen Seite erkennbar, wobei in Figur 8 beispielhaft mehrere Krümmungsradien eingetragen sind, die vorzugsweise zwischen 25 und 55 mm, besonders bevorzugt zwischen 36 und 40 mm betragen. Die Krümmung verläuft dabei parabelförmig, und der Krümmungsradius verkleinert sich im proximalen Bereich im wesentlichen von distal nach proximal.

P a t e n t a n s p r ü c h e

1. Femurstiel einer Hüftgelenksendoprothese, dessen Querschnitt im proximalen Bereich in der Frontalebene quer-oval, abgerundet rechteckig, nierenförmig oder birnenförmig ist und sich nach distal derart verwringt, daß sich die im proximalen Bereich dorsale Fläche in Richtung auf die Prothesenspitze der lateralen Wand des Markkanals zuwendet.
2. Femurstiel nach Anspruch 1, wobei die Verwringung 15 bis 195° , vorzugsweise 45 bis 135° , besonders bevorzugt 80 bis 100° , und ganz besonders bevorzugt 90° beträgt, und vorzugsweise bei einem linken Femurstiel kontinuierlich nach distal im Gegenuhrzeigersinn, bei einem rechten Femurstiel im Uhrzeigersinn verläuft.
3. Femurstiel einer Hüftgelenksendoprothese, welcher eine in axialer Richtung verlaufende konkave Ausnehmung, Rinne oder Abflachung aufweist, die im proximalen Bereich auf der dorsalen Fläche des Femurstiels angeordnet ist und sich zur Prothesenspitze hin nach lateral dreht.
4. Femurstiel nach Anspruch 3, wobei die Drehung 10 bis 170° , vorzugsweise 45 bis 135° , besonders bevorzugt 80 bis 100° , und ganz besonders bevorzugt etwa 90° beträgt.
5. Femurstiel einer Hüftgelenksendoprothese, welcher eine gerade Stielachse aufweist, die parallel zu einer Tangente verläuft, die im axialen Strahlengang eines Röntgenbildes an die dorsale Wand des Schenkelhalses und die dorsale Wand des Femurmarkkanals anliegt.
6. Femurstiel einer Hüftgelenksendoprothese, deren Konstruktionsachse und/oder deren Ventralfäche im axialen Strahlengang des Röntgenbildes des Stieles im proximalen

Drittel des Stieles so gekrümmt ist, daß der Krümmungsmittelpunkt ventral liegt.

7. Femurstiel nach Anspruch 6, wobei im seitlichen, axialen Strahlengang des Röntgenbildes die Dorsalfläche des Stieles im proximalen Bereich, vorzugsweise im proximalen Drittel, einer geraden Fläche anliegt.
8. Femurstiel nach Anspruch 6 oder 7, wobei die Krümmung einen Radius zwischen 60 und 180 mm, vorzugsweise zwischen 80 und 150 mm, besonders bevorzugt zwischen 120 und 130 mm aufweist.
9. Femurstiel nach einem der Ansprüche 6 bis 8, wobei sich der Krümmungsradius von distal nach proximal vorzugsweise kontinuierlich verkleinert.
10. Femurstiel einer Hüftgelenksendoprothese, wobei der Querschnitt des Stieles über seine Vorderfläche konvex ist und/oder auf seiner Dorsalseite konkav gestaltet ist, und zwar insbesondere im proximalen Bereich.
11. Femurstiel einer Hüftgelenksendoprothese, welcher im anterio-posterioren Strahlengang im Röntgenbild so gekrümmt ist, daß der Krümmungsmittelpunkt im proximalen Bereich des Stieles medial liegt.
12. Femurstiel nach Anspruch 11, wobei der Radius der Krümmung 15 bis 85 mm, vorzugsweise 25 bis 55 mm, besonders bevorzugt 36 bis 40 mm beträgt.
13. Femurstiel nach Anspruch 11 oder 12, wobei die Krümmung parabelförmig verläuft und der Krümmungsradius sich im wesentlichen kontinuierlich von distal nach proximal verkleinert.

14. Femurstiel einer Hüftgelenksendoprothese, die medial als breit aufliegende und nach medial konvexe U-Form ausgebildet ist und insgesamt einen horizontal quer-ovalen bis rechteckigen Querschnitt mit deutlich abgerundeten Kanten aufweist.
15. Femurkomponente einer Hüftgelenksendoprothese mit einem Femurstiel nach einem der Ansprüche 1 bis 14, einem Prothesenhals, einem Konus für die Kopfaufnahme und/oder einem Prothesenkopf.

1/8

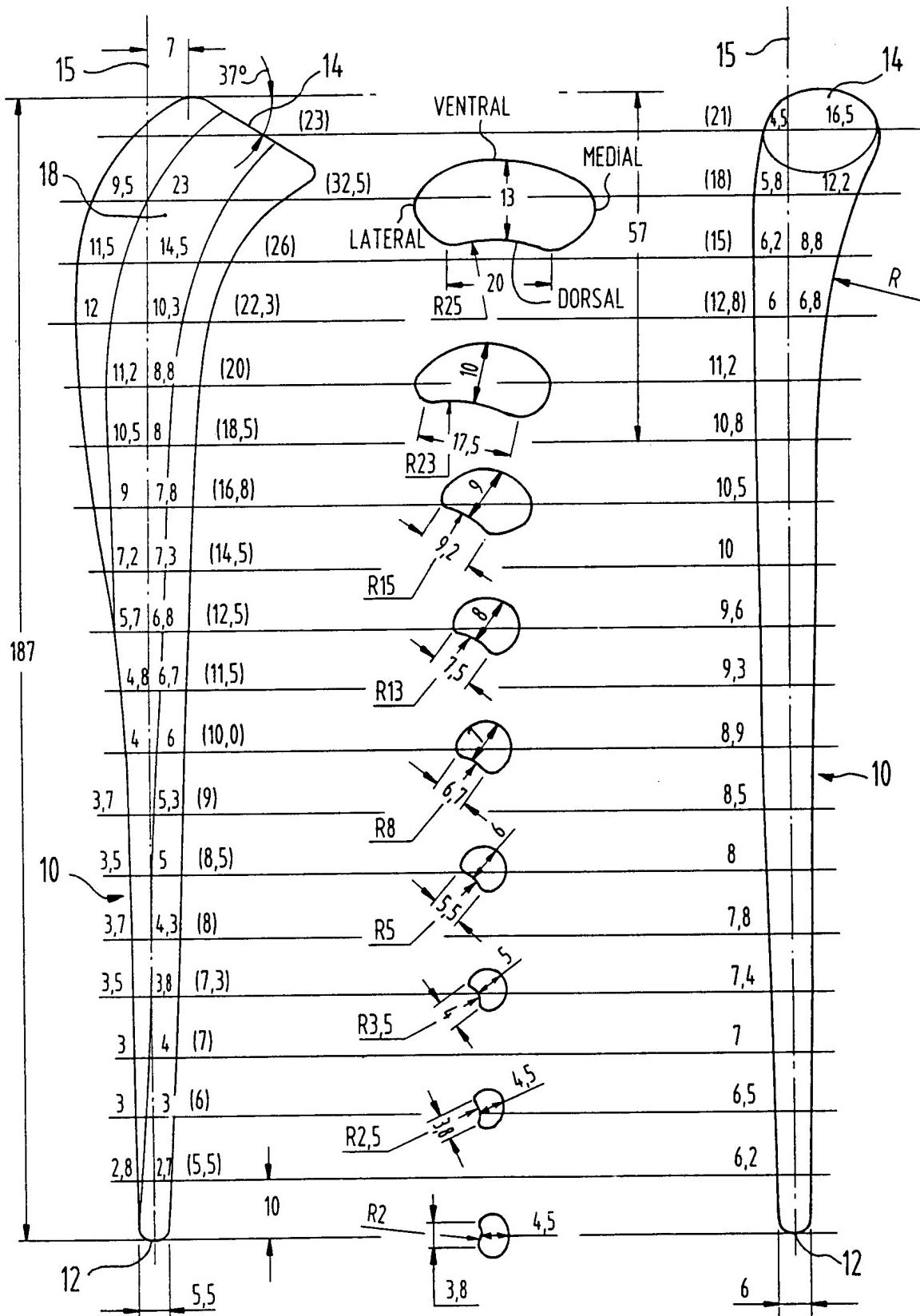


Fig. 1a

Fig. 1b

Fig. 1c

2/8

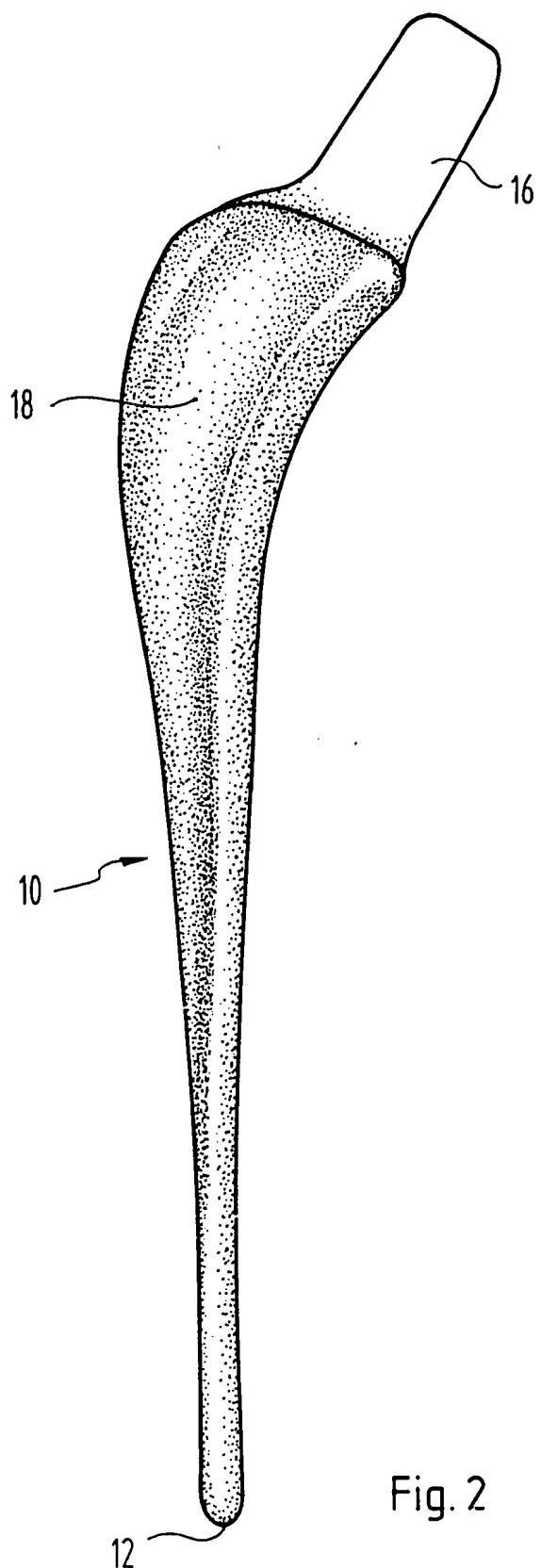


Fig. 2

ERSATZBLATT

3/8

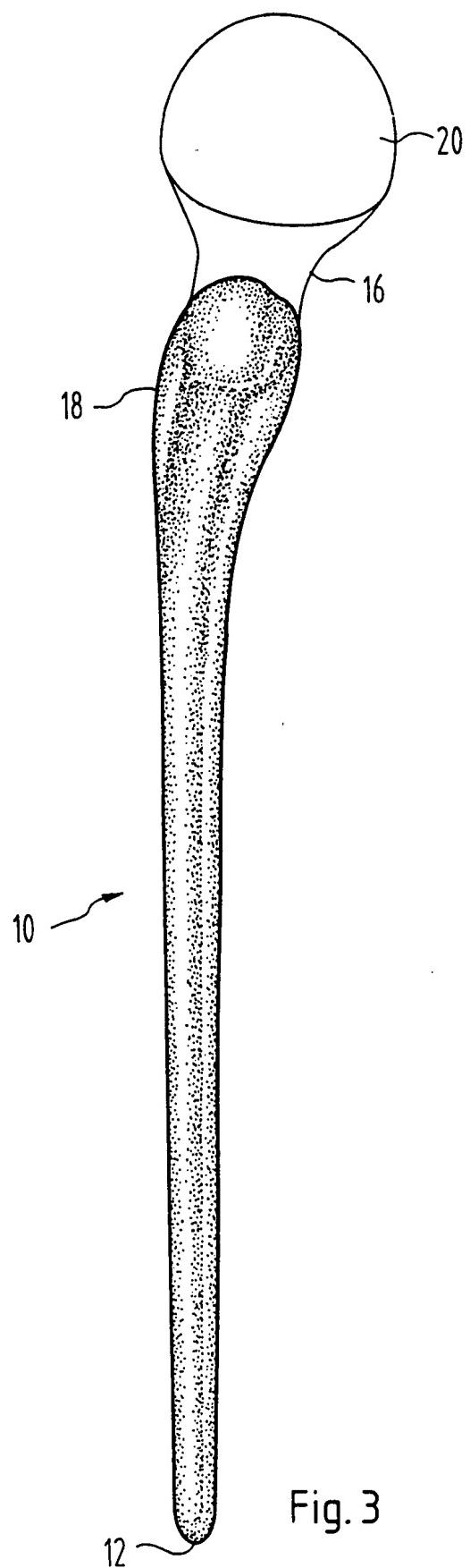


Fig. 3

ERSATZBLATT

4/8

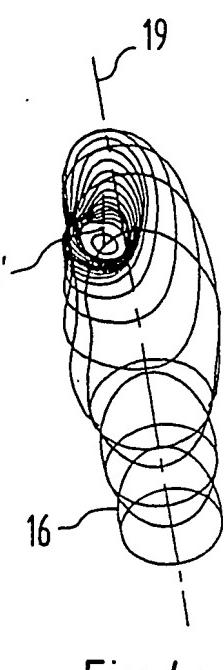
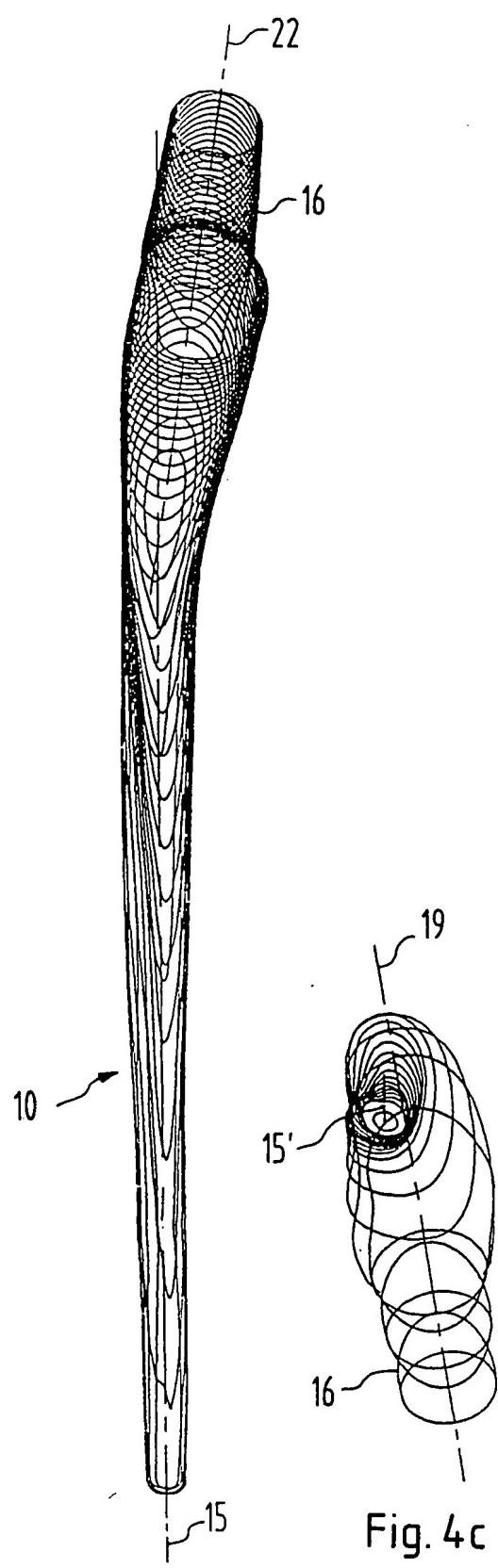
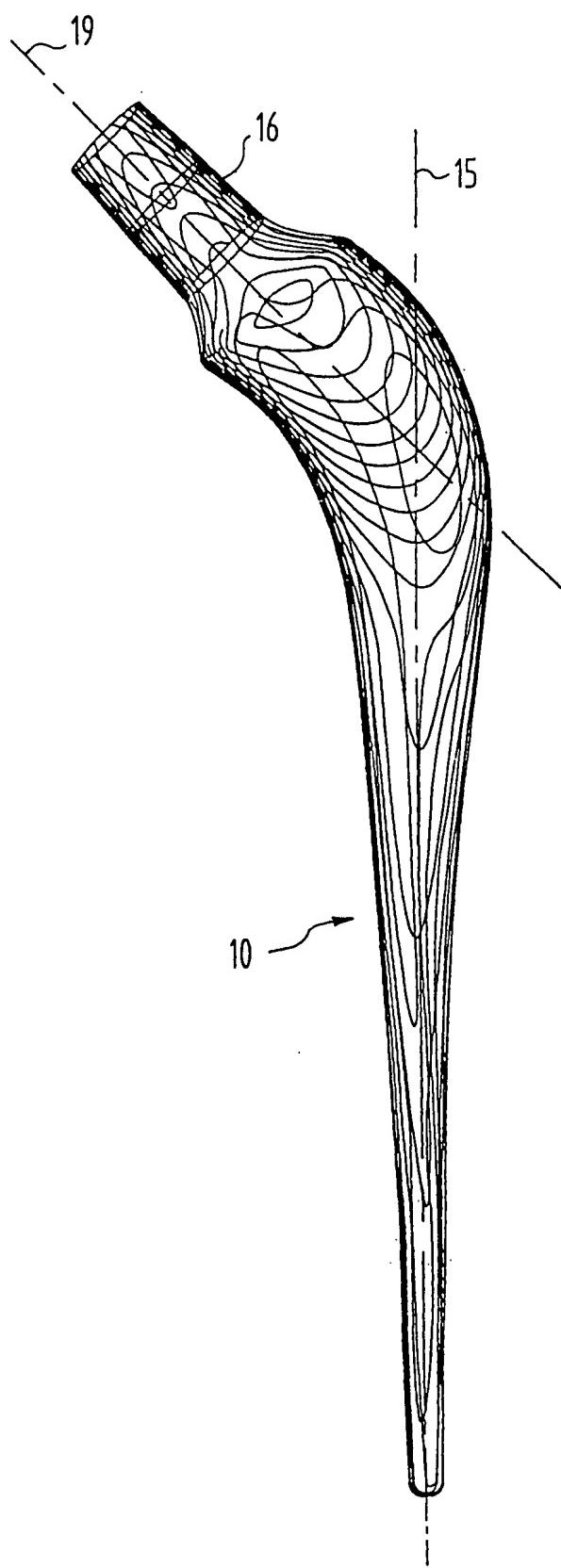
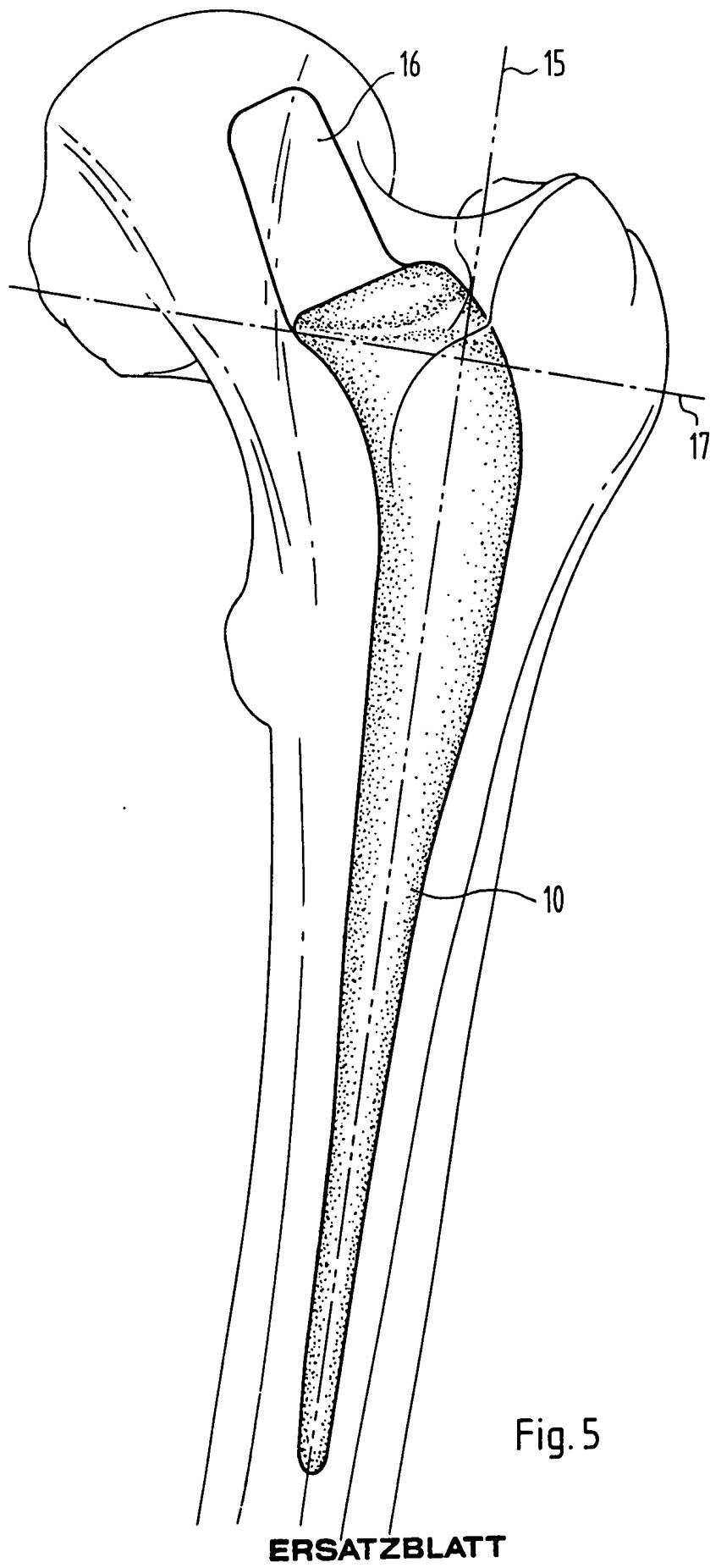


Fig. 4c

ERSATZBLATT

5/8



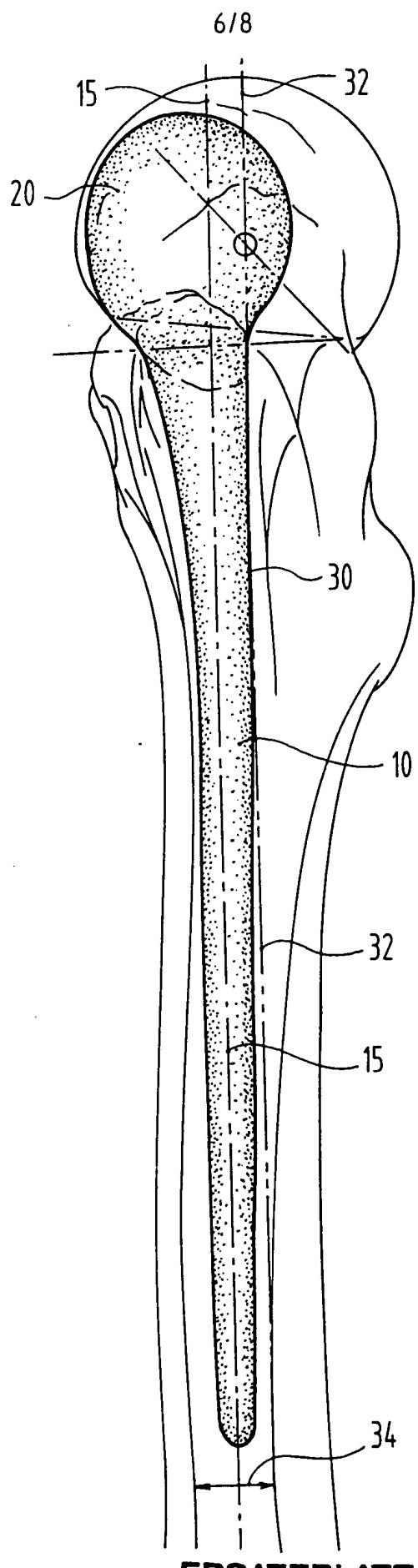
**ERSATZBLATT**

Fig. 6

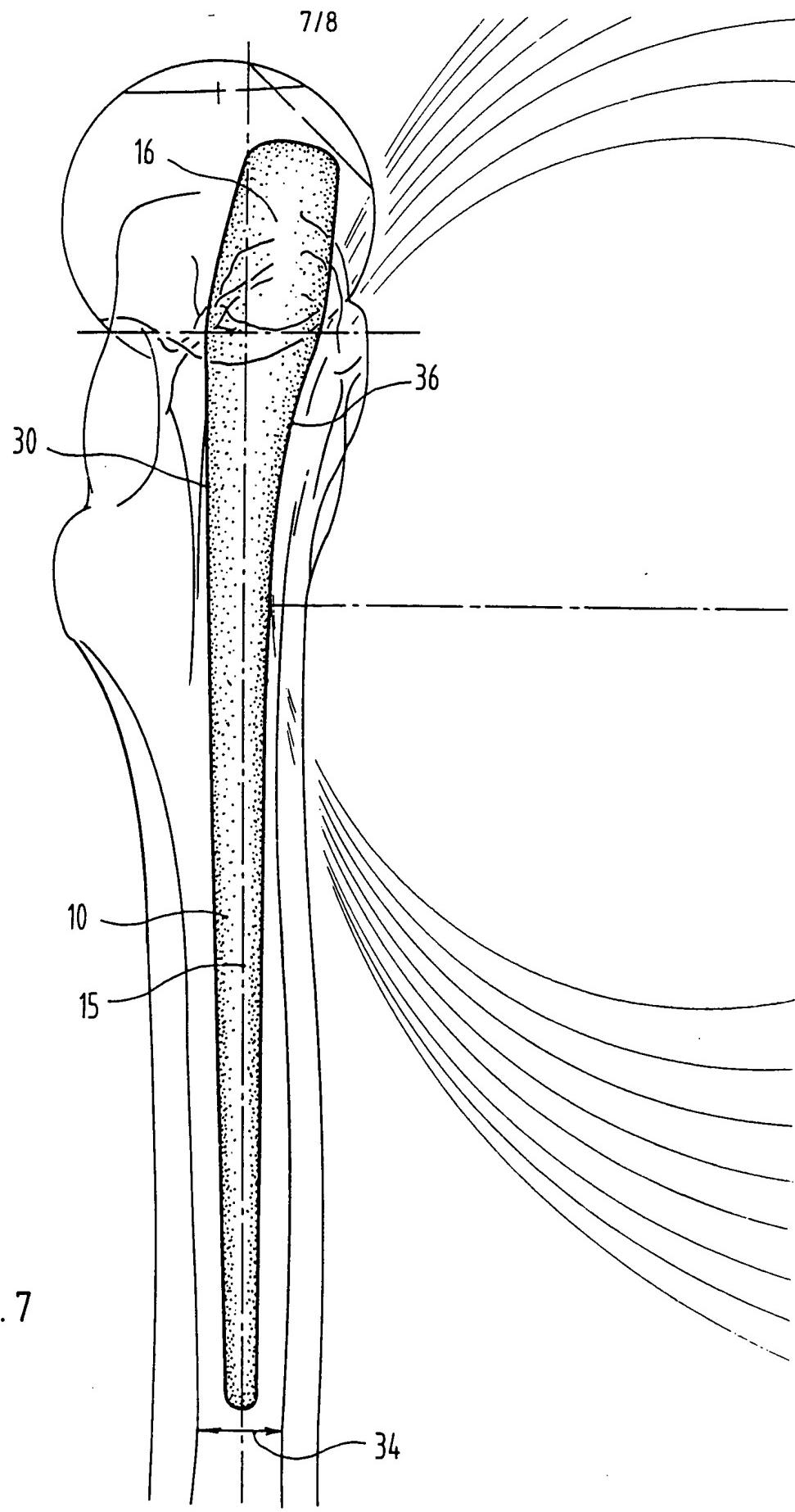
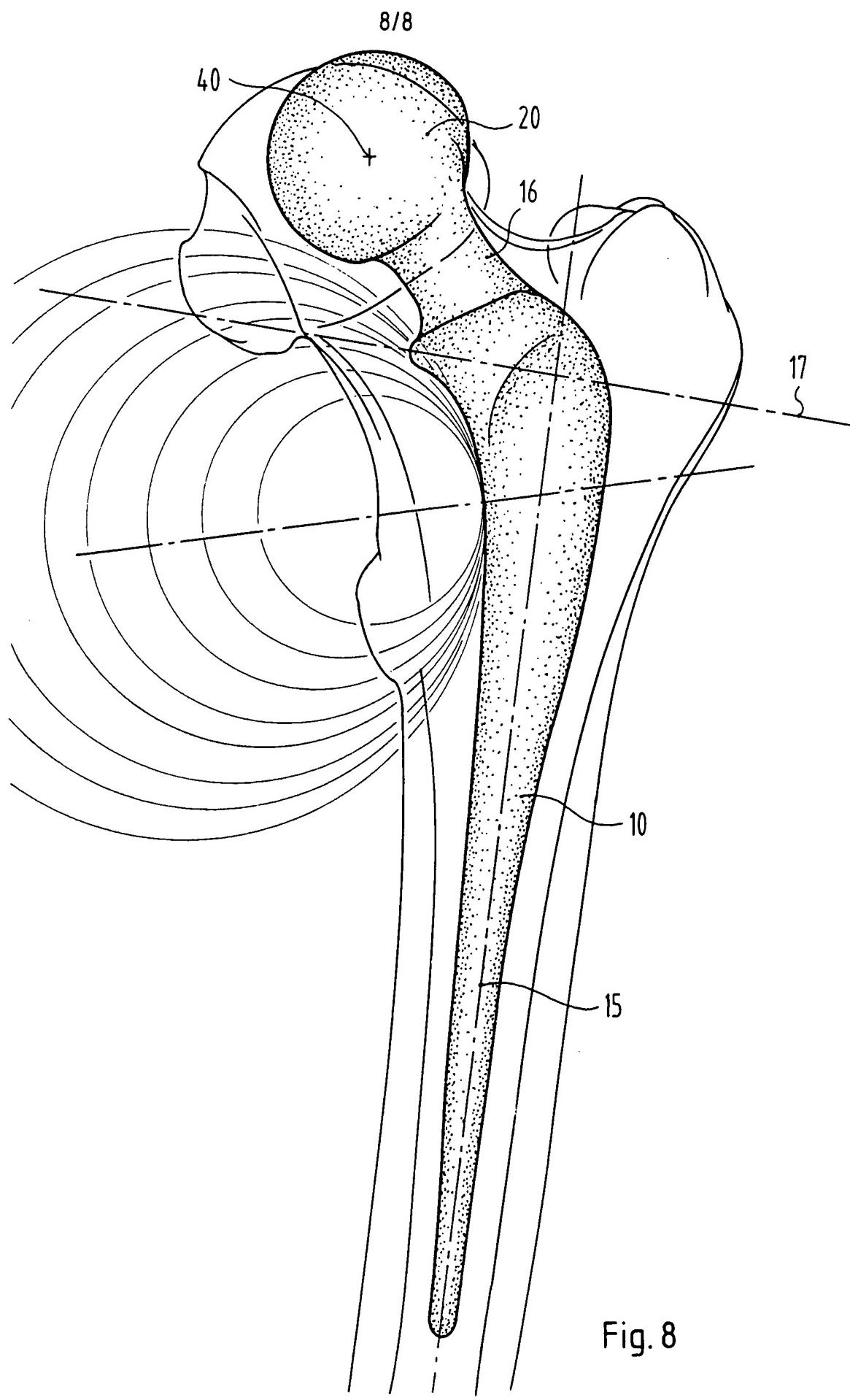


Fig. 7

ERSATZBLATT



ERSATZBLATT

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP 93/02804

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 5 A61F2/36

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 5 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE,C,39 13 874 (WITZEL) 23 May 1990	3,4,11, 15
Y	see the whole document ---	1,2,14
X	FR,A,2 618 667 (VEROLA) 3 February 1989	11
Y	see page 2; figures	1,2,14
A	---	3,4,15
X	DE,A,38 29 361 (ORTHOPLANT) 24 August 1989 see column 4, line 15 - column 6, line 35; figures ---	5,11,15 1,3
A	EP,A,0 477 113 (MEDINOV) 25 March 1992	6,7,11, 15
A	see the whole document ---	8,9,12
X	EP,A,0 240 815 (SULZER) 14 October 1987 see claim; figure ---	11,15 12,13
		-/-

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- 'A' document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- 'E' earlier document but published on or after the international filing date
- 'I' document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- 'O' document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- 'P' document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- 'T' later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- 'X' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- 'Y' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- '&' document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

23 February 1994

Date of mailing of the international search report

04.03.94

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentiaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Klein, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inte Application No

PCT/EP 93/02804

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO,A,91 18560 (GODEAU) 12 December 1991 see abstract; figures ---	1,3,6, 11,14,15
A	EP,A,0 222 236 (SULZER) 20 May 1987 see figures 2A,2B ---	10
A	FR,A,2 583 286 (DE BOTTON) 19 December 1986 see page 4, line 21 - line 22; figure 1 ----	12
A	US,A,4 435 854 (KELLER) 13 March 1984 cited in the application -----	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 93/02804

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
DE-C-3913874	23-05-90	DE-A-	3736304	11-05-89
		CH-A-	678807	15-11-91
		AT-B-	394491	10-04-92
FR-A-2618667	03-02-89	NONE		
DE-A-3829361	24-08-89	NONE		
EP-A-0477113	25-03-92	FR-A-	2666737	20-03-92
EP-A-0240815	14-10-87	CH-A-	669106	28-02-89
		US-A-	4908035	13-03-90
WO-A-9118560	12-12-91	FR-A-	2662932	13-12-91
		EP-A-	0532623	24-03-93
EP-A-0222236	20-05-87	CH-A-	668549	13-01-89
FR-A-2583286	19-12-86	NONE		
US-A-4435854	13-03-84	DE-A-	3015690	29-10-81
		EP-A, B	0038908	04-11-81
		US-E-	RE32471	11-08-87

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

nationales Aktenzeichen
PCT/EP 93/02804

A. KLASSEFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 5 A61F2/36

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationsymbole)
IPK 5 A61F

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	DE,C,39 13 874 (WITZEL) 23. Mai 1990	3,4,11, 15
Y	siehe das ganze Dokument ---	1,2,14
X	FR,A,2 618 667 (VEROLA) 3. Februar 1989	11
Y	siehe Seite 2; Abbildungen	1,2,14
A	---	3,4,15
X	DE,A,38 29 361 (ORTHOPLANT) 24. August 1989	5,11,15
A	siehe Spalte 4, Zeile 15 - Spalte 6, Zeile 35; Abbildungen ---	1,3
X	EP,A,0 477 113 (MEDINOV) 25. März 1992	6,7,11, 15
A	siehe das ganze Dokument ---	8,9,12
		-/-

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

- * Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
- *'A' Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- *'E' älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldeatum veröffentlicht worden ist
- *'L' Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- *'O' Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- *'P' Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldeatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

Siehe Anhang Patentfamilie

- *'T' Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldeatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
- *'X' Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
- *'Y' Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
- *& Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

1

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

23. Februar 1994

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

04.03.94

Name und Postanschrift der Internationale Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+ 31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Klein, C

INTERNATIONALES RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 93/02804

C.(Fortszung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP,A,0 240 815 (SULZER) 14. Oktober 1987	11,15
A	siehe Anspruch; Abbildung ---	12,13
A	WO,A,91 18560 (GODEAU) 12. Dezember 1991 siehe Zusammenfassung; Abbildungen ---	1,3,6, 11,14,15
A	EP,A,0 222 236 (SULZER) 20. Mai 1987 siehe Abbildungen 2A,2B ---	10
A	FR,A,2 583 286 (DE BOTTON) 19. Dezember 1986 siehe Seite 4, Zeile 21 - Zeile 22; Abbildung 1 ----	12
A	US,A,4 435 854 (KELLER) 13. März 1984 in der Anmeldung erwähnt -----	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP 93/02804

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
DE-C-3913874	23-05-90	DE-A-	3736304	11-05-89
		CH-A-	678807	15-11-91
		AT-B-	394491	10-04-92
FR-A-2618667	03-02-89	KEINE		
DE-A-3829361	24-08-89	KEINE		
EP-A-0477113	25-03-92	FR-A-	2666737	20-03-92
EP-A-0240815	14-10-87	CH-A-	669106	28-02-89
		US-A-	4908035	13-03-90
WO-A-9118560	12-12-91	FR-A-	2662932	13-12-91
		EP-A-	0532623	24-03-93
EP-A-0222236	20-05-87	CH-A-	668549	13-01-89
FR-A-2583286	19-12-86	KEINE		
US-A-4435854	13-03-84	DE-A-	3015690	29-10-81
		EP-A, B	0038908	04-11-81
		US-E-	RE32471	11-08-87